

⑨日本国特許庁

⑪特許出願公開

# 公開特許公報

昭53—126786

⑥Int. Cl.<sup>2</sup>  
A 61 B 5/00  
A 61 B 5/08

識別記号  
1 0 2

⑦日本分類  
94 A 1  
94 D 31

庁内整理番号  
7437—54  
6335—39

④公開 昭和53年(1978)11月6日

発明の数 4  
審査請求 未請求

(全 13 頁)

## ⑤呼吸を監視する方法及び装置

②特 願 昭53—41122

②出 願 昭53(1978)4月7日

優先権主張 ②1977年4月7日③イギリス国  
(GB)④14783

⑦発 明 者 フランク・ダドリー・ストット  
イギリス国オックスフォード・

⑦出 願 人

ウッドストック・ウットン・ジ  
オンズ・ヒル(番地なし)

ピーケー・モーガン・リミテッ  
ド

イギリス国ケント・エムイー4  
・6エイエル・チャトハム・マ  
ノア・ロード10

⑦代 理 人

弁理士 中村稔 外4名

### 明 細 書

1. 発明の名称 呼吸を監視する方法及び装置
2. 特許請求の範囲

(1) 非磁性の物体の或る選択された位置における時間と共に変化する横断面積を連続的に測定する方法において、上記の位置で上記の物体の周りをびつたりと包囲する様に、伸長可能の電導体を該物体の周りにまわし、この電導体のループのインダクタンスを連続的に測定し、これによりこの電導体を取り囲む面積を測定することより成る方法。

(2) 上記の非磁性の物体は生体の一部である特許請求の範囲(1)項記載の方法。

(3) 上記の生体部分は人間の胸で、上記の伸長可能の電導体は胸周を取り囲んで、その面積の変化を測定し、これによつて人間の呼吸容積を測定する様にした人間の呼吸容積を監視する特許請求の範囲(2)項記載の方法。

(4) 更に、この方法の最初に、上記の包囲する電導体の測定を校正するための他の方法によつて

呼吸容積を測定し、その後上記の他の方法の使用を止める工程を含む特許請求の範囲(3)項記載の方法。

(5) 身体の一部の2つの部分、即ち、上方の胸部と下方の腹部を包囲し、2本の伸長可能の電導体を同時に使用して上記の上方の胸部と下方の腹部をそれぞれびつたりと包囲し、これにより上方の胸部と下方の腹部の面積の変化を同時的に測定する様にした人間の呼吸容積を監視する特許請求の範囲(4)項記載の方法。

(6) 更に、この方法の最初に、他の方法によつて対応する呼吸容積を測定し、上記の身体が種々の位置にある際に上記の測定を繰返し、その後この他の方法の使用を止める校正工程を含む特許請求の範囲(5)項記載の方法。

(7) 横断面積が変化する非磁性物体の横断面積を連続的に測定する装置において、上記の物体をびつたりと包囲する關係に自己偏倚する様に弾性的に変形した状態で該物体の周りに配置し得る弾性的に変形可能な管体と、この管体の上に張着さ

れこれと共に周方向にのびて可変断面のインダクタンスコイルを劃定する伸長可能の電導体とを含み、これにより上記の管体が該物体に密着してのびる関係にあつて該物体の横断面が変化すると、該コイルのインダクタンスが変化して該物体の横断面の変化を指示する手段をなす様にしたことを特徴とする装置。

(8) 上記の弾性的に変形可能な管体は編成された弾性管状包帯である特許請求の範囲オ(7)項記載の装置。

(9) 上記の弾性的に変形可能な管体はゴムで作られている特許請求の範囲オ(7)項記載の装置。

(10) 上記の管体上に装着された上記の伸長可能の電導体は前進コイルとして形成された絶縁金属ワイヤである特許請求の範囲オ(7)項記載の装置。

(11) 上記の管体上に装着された上記の伸長可能の電導体は、平らな前進ループレットとして形成された絶縁金属ワイヤである特許請求の範囲オ(7)項記載の装置。

(12) 上記の管体上に装着された上記の伸長可能

の電導体は1平面内で前進する交互に上下するループレットとして形成された絶縁金属ワイヤである特許請求の範囲オ(7)項記載の装置。

(13) 上記の管体上に装着された上記の伸長可能の電導体は1平面内で前進する交互に上下するループレットとして形成された絶縁金属ワイヤである特許請求の範囲オ(8)項記載の装置。

(14) 上記の伸長可能の電導体は、この電導体を該包帯に縫着する縫目によつて、上記の編成された弾性管状包帯上に装着されている特許請求の範囲オ(8)項記載の装置。

(15) 上記の伸長可能の電導体は接着剤によつて上記の編成された弾性管状包帯上に装着されている特許請求の範囲オ(8)項記載の装置。

(16) 上記の絶縁ワイヤは熱可塑性コーティングを含み、この絶縁ワイヤは上記の熱可塑性コーティングと上記の編成管状弾性包帯との間のヒートシールによつて、該編成管状包帯上に装着されている特許請求の範囲オ(13)項記載の装置。

(17) 上記の伸長可能の電導体は接着剤によつて

上記のゴムの管体上に装着された特許請求の範囲オ(9)項記載の装置。

(18) 上記の弾性的に変形可能な管体は、オ1及びオ2の端をもつ弾性的に変形可能なバンドと、分離可能なフアスナー装置より成り、この分離可能なフアスナー装置によつて上記のオ1及びオ2の端部を連結して上記のバンドから上記の管体を形成する様になつていて、且つ上記の伸長可能の電導体はオ3及びオ4の端部を有し、上記の伸長可能の電導体は上記のオ3の端部が上記のバンドのオ1の端部に隣接し上記のオ4の端部が上記のバンドのオ2の端部に隣接する様に上記の管体上に装着される特許請求の範囲オ(7)項記載の装置。

(19) 上記の管体上に装着された上記の伸長可能の電導体は、複数の周方向巻回として該管体に対して周方向にのびて、これによつて形成される上記のインダクタンスコイルが多巻コイルとなる様にした特許請求の範囲オ(7)項記載の装置。

(20) 上記の周方向巻回は、各巻回が他の各巻回から所定の距離だけ軸方向に間隔を隔てる様に該

管体上に装着されている特許請求の範囲オ(19)項記載の装置。

(21) 横断面積が変化する非磁性物体の横断面積を連続的に測定する装置において、上記の物体の周りに巻かれた時にインダクタンスをもつ伸長可能の電導体と、この伸長可能の電導体を該物体をびつたりと包囲する様に保持する手段と、この電導体のループのインダクタンスを測定してこれが包囲している面積を測定する手段とを備えた装置。

(22) オ1の時間と共に変化する横断面積をもつ上の方の胸部と、オ2の時間と共に変化する横断面積をもつ下の方の腹部とをもつ人間の呼吸容積を、上記のオ1及びオ2の面積を連続的に測定することによつて、連続的に監視する装置において、上記の上の方の胸部及び下の方の腹部の周りにそれぞれ巻かれた時に各々インダクタンスをもつオ1及びオ2の伸長可能の電導体と、これらの電導体の各々を上記の上の方の胸部及び下の方の腹部をびつたりと包囲する状態に保持する手段と、上記のオ1及びオ2の電導体のループの各々が包囲している面

積を測定するためにこれらのオ1及びオ2の電導体のループインダクタンスの各々を測定する手段と、呼吸容積を監視するために上記のオ1及びオ2の面積の測定を組合わせる手段とを備えた装置。

(23) 上記のオ1及びオ2の電導体のループのインダクタンスの各々を測定する手段は、各々対応する電導体ループをインダクタンスとして使用する可変周波数LC発振器と、周波数—電圧変換器と、信号調整回路と、スケーリング増巾器とを備え、上記の可変周波数LC発振器は上記の周波数—電圧変換器に直列に接続され、この周波数—電圧変換器は上記の信号調整回路に直列に接続され、この信号調整回路は上記のスケーリング増巾器に直列に接続されている特許請求の範囲オ(22)項記載の装置。

(24) 磁気テープ記録再生システムを含み、これは上記のスケーリング増巾器に続いて直列に接続され、この磁気テープ記録再生システムは次に呼吸容積を監視するために、上記のオ1及びオ2の面積の測定を組合わせる手段に直列に接続される

特許請求の範囲オ(23)項記載の装置。

(25) 上記のスケーリング増巾器に続いて直列に接続されたプリプロセッサ装置を備え、このプリプロセッサ装置は次に呼吸容積を監視するために上記のオ1及びオ2の面積の測定を組合わせる手段に直列に接続される特許請求の範囲オ(23)項記載の装置。

(26) 上記の呼吸容積を監視するためにオ1及びオ2の面積の測定を組合わせる手段は、上記のスケーリング増巾器に接続された加算増巾器と、呼吸容積を表示する手段とを備え、上記の加算増巾器は上記の呼吸容積を表示する手段に直列に接続されている特許請求の範囲オ(23)項記載の装置。

(27) 上記の呼吸容積を表示する手段はデジタル電圧計である特許請求の範囲オ(20)項記載の装置。

(28) 上記の呼吸容積を表示する手段はグラフ型記録器である特許請求の範囲オ(20)項記載の装置。

### 3. 発明の詳細な説明

本発明は患者の呼吸を連続的に監視する方法及び装置に関するもので、特に、集中治療病棟にい

る危篤状態の患者の呼吸を連続的に監視する方法及び装置に関するものである。

従来使用されている多くの方法は、顔面マスク又はマウスピースの使用を含み、これは患者に対して侵略的で不快であるのみならず、測定されている現実の呼吸のパターンを乱してしまふ。これらの従来の方法は、患者が危篤であつたり或いは人事不省である場合には不可能な患者からの協力を必要とするかも知れず、マウスピースは連続的監視のためにその位置に留めておくことはできないことは明らかであろう。患者自身及びその呼吸のパターンに与える混乱のより少ない他の従来の方法、例えば呼吸運動記録器(ニューモグラフ)の使用は、臨床的使用に対して十分な精度のデータを与えることはできない。

1つの従来の方法は、胸の前後にコイルを置き、1つのコイルに交流を通し、他方のコイルに誘導される電圧を検出することによつて、胸の厚さの変化を測定した。使用された装置は幾分嵩高で、且つ胸の厚さの細形の変化が非常にうまく呼吸の

容積をあらわすものではなかつた。

従来の技術による呼吸の測定における上記の欠点及びその他の欠点は、上方の胸部及び下方の腹部の横断面積を連続的に測定することによつて呼吸容積についての臨床的に正確なデータを導出でき、且つ各位置で胸の周りに巻かれた伸長可能な電導体のインダクタンスを測定することによつて上記の面積の各々を測定できるという本発明者の発見によつて解決される。

呼吸の容積はこの呼吸がなされる時の胸の区割された容積の対応する変化に等しい。更に、この区割された容積における変化は、その呼吸の間における胸部の横断面積の対応する変化(これは測定できる)によつて相当に正確にあらわされるものであることが発見された。患者が1つの身体的位置、例えば座位に留まつていれば測定される面積の変化と呼吸の容積の間に固定の比率がある。しかし、患者が立上がつたり或いはうつ向きに寝たりする場合には、この固定の比率は変化し、新しい身体位置毎に再び発見し直さなければならな

い。

本発明者は、各身体位置及び総ての身体位置について呼吸容積に対する面積変化を校正する必要性を認める方法を発見した。好ましくは横断面積の2つの測定が使用され、その1つは上方の胸部で他は下方の腹部である。次に腹部の面積の変化に対する胸部面積変化の比率又はその重要性についての重み係数(ウェイトイングファクタ)が既る患者について決定されると、正しく秤量された2つの面積の変化からその区割された容積の変化従つて呼吸容積を使用可能の臨床的精度で見出すことができる。1つの比率、即ち1つの重み係数が患者によつてとられる総ての位置について臨床的に正確であることがわかった。その比率は任意の2つの身体位置の各々においてなされる測定から決定でき、総ての位置について良いてある。何等かの直接的方法によつて呼吸容積を測定し、その際に同時にオ1の位置について2つの面積変化を測定し、次にオ2の位置について測定を繰返すことを必要とするに過ぎない。そこで、重み係

数及び呼吸容積へ変換するための適当な係数は容易に計算され、或いはフルブールの校正段階で装置によつてセットできる。

横断面積変化を測定するために、身体の伸長を許す様に形成された絶縁ワイヤが胴(torso)の周りに巻き付けられ、これをびつたりと包囲する様に保持され、この絶縁ワイヤのループを可変周波数LC発振器におけるインダクタンスとすることによつて、そのインダクタンスが連続的に読み取られる。発振器は周波数-電圧変換器に接続され、この変換器はスケーリング増巾器に接続され、これはデジタル電圧計に接続される。

胸部及び腹部について2つの測定がなされたら、対応するスケーリング増巾器は校正段階(上述の)の間に、その時に見出された相対的重みの比率にセットされ、加算増巾器に接続され、この加算増巾器はデジタル電圧計又は他の表示装置に接続される。

電導体のループによつて取囲まれる面積の変化はそのループのインダクタンスに対応する変化を、

生ずるので、デジタル電圧計による出力表示の変化は校正の後、呼吸容積をあらわすことがわかる。デジタル電圧計と共に、或いはその代りにその後の分析のための固定の記録を与える記録器を使用できる。

本発明装置の出発点は、測定されている身体部分の周りにびつたりと保持された電導ループである。このループによつて包囲された面積の変化はループのインダクタンスに比例的な変化を生じ、これは後述の回路及び装置によつて測定され表示される性質である。好ましくは、後述の伸長可能のキャリアに電導体を取り付けることによつて、伸長可能の電導体が形成される。

身体部分の周りにびつたりと電導ループを保持するための好ましいキャリアは、例えばVチエリオ(Cherio)等の米国特許オ3,279,486号及び同オ3,307,546号に記載された管状伸長包帯で参考として、これらの米国特許の内容を本書に記載する。これらの管状包帯はブルオーバ型のスエータと同様の衣服の形態で作つてもよいし、

或いは人体組織の任意の部分に適合するサイズの任意の所望の直径及び長さの管として作つてもよい。これは汗を自由に通過させる比較的開いたパターンで編まれ軟かく自由に伸長可能で、従つて快よく着用され自由な運動を許す。

電導ループは好ましくは小さいゲージの絶縁多糸ワイヤから作られ、成形されて、着用時の快適さ及び包帯により許される自由運動を余り変化させることのない様に管状包帯に取り付けられる。同様に、包帯上に取り付けられループと共に使用される電子回路モジュールは小さく保持され、これが最も邪魔にならない所に置かれる。

オ1図は人体10の胴の上にびつたりとフィットする様に着用された長い無スリーブのスエータの形態の管状伸長包帯1を示す。こゝで電導体2は下方の腹部から上方の胸部に胴を周つて多数の巻回をなしてスエータに取り付けられていて、従つて、胴全体に亘つて平均された面積の測定を与える。胴の他の部分に対する胴の1つの部分の面積の変化に対して、より大なる重みを与えるこ



とが望まれる場合には、筋の1つの部分の上にもつと多くの巻回を設け他の部分の上にもつと少ない巻回を設けてもよい。この多巻ループは開始点に戻る垂直部分3によつて閉じられている。ループの両端は後述の電子回路モジュール4に電気的に接続され、このモジュールは例として患者の下右側の開始点に置かれたものとして示されている。絶縁ワイヤ5、6、7及び接地ワイヤ0より成る小さいケーブル23が回路モジュール4から出て、後述の電子回路の残部に電気的に接続される。

電導体2を形成し、これを管状伸長包帯の布に取り付ける方法には幾多の方法がある。オ1A図の拡大図に見られる様に、布は大体垂直方向に走る重い非弾性の糸と、非弾性の糸の間にジグザグ状のパターンをなして通る軽い弾性の糸より成る。電導体は1つの面内で進む交互に上下するループレットの形に形成される。これは非弾性の糸に結び付けられた弾性の糸の縞目8によつて、非弾性の糸の交叉点で包帯1の布に取り付けられる。

弾性管体17、18の変型、電導体19、20の形成の詳細についての変型、及び弾性管体17、18への電導体19、20の取付けについての変型はオ2A、2B、2C、2D図に示されていて、これらの図は総て弾性管体17のみを示している。各実施形態において、弾性管体18及びその電導体20及びその取付けは弾性管体17について示したものと同じでよいが、これは上記の種々の変型のいずれでもよい。

オ2A図において、弾性管体17は好ましい管状伸長包帯として示されている。この実施形態において電導体19は弾性の糸の縞目22によつて管状伸長包帯17の布の非弾性糸に縫着される。

電導体を縫着した弾性管体の総ての特徴の好ましい組合わせがオ2B図、オ2C図に示されている。オ2B図は1つの面内で進む交互に上下するループレットの形に形成された伸長可能な電導体の好ましい形状を示す。ピッチAは長さ6.35cm ( $2\frac{1}{2}$ インチ)で、幅巾Bは長さ11.43cm ( $4\frac{1}{2}$ インチ)で、弾性管の巾Cは長さ13.97cm ( $5\frac{1}{2}$ インチ)である。

オ1B図は電導体2を平面上で前進するループレットに形成する他の形成方法を示し、包帯1及びこれへの縞目8による取付方法はオ1A図と同じである。オ1C図は電導体2の更に他の形態を示し、これは小さい立体的な前進コイルの形態でこの場合にも、同じ包帯1及び弾性の糸の縞目8による包帯の布の非弾性糸への同じ取付方法が示されている。

オ2図は本発明の好ましい実施形態の概略図で患者10の上方の胸部及び下方の腹部の周りにそれぞれ配置された2つの弾性管体17、18を示す。電導体19が管体17の周囲に単1巻回ループをなして取り付けられ、電導体20が同様に管体18の周りに取り付けられる。電導体19、20はいずれも1つの面内で前進する上下へのループレットとして形成されている。管体のモジュール9及び21、並びにこれからのびているケーブル24、25及びこれらを構成しているワイヤは患者の右側の好ましい位置に示されていて、ここではこれ以上説明せず、後に電子回路と共に説明する。

インチ)である。オ2C図は好ましい管状伸長包帯の布の拡大図である。

電導体19は接着剤によつて管状伸長包帯に取り付けてもよい。しかし、好ましい取付けはヒートシールによる。このために好ましいワイヤは28ゲージ熱銅線で、好ましい絶縁体はテフロン又はPVCである。絶縁ワイヤはポリウレタン、ポリアミド又はポリエステルの様な液状プラスチックのブリコートを被覆され、その材料はワイヤ絶縁体とコンパチビリティをもつ様に且つゴム-織物製伸長包帯への適切なヒートシールによる接着を得られる様に選択される。

ヒートシールの態様は従来のものでよく、所期の胸部又は腹部のサイズに伸長された弾性管体に対してなされ、人間の種々のサイズに対して種々のサイズのもので企図される。ヒートシールは、利用し得る装置によつて異なるが、1時に2つの部分でなされ、同様に最初にバンドの中間でなされ、オ2に上下の側部に沿つてなされる。熱サイクル時間及び温度は選択された材料の関数で、こ

れば普通の技術者の能力内にある。その材料を特  
に開示すると、各ヒートシールのサイクルは使用  
されるブリコートと接着を達成すると充分な温度  
で約10秒と20秒の間にある。

オ2D図は変型態様を示し、こゝで管17はゴ  
ムの様なエラストマーの材料で作られ、これにワ  
イヤ上の絶縁体及びエラストマー材料の両者とコ  
ンパチブルなゴム型のセメントで電導体19が装  
着される。管体をもつと快適にするために、例え  
ば図示の様に、ワイヤの通路を邪魔しない様に位  
置した約0.95cm(3/8インチ)直径の孔を図  
示のパターンで設けることができる。ループレッ  
トのピッチDは長さ0.98cm(2 $\frac{3}{4}$ インチ)で、  
幅巾Eは長さ4.44cm(1 $\frac{3}{4}$ インチ)で、管体の  
巾Fは長さ8.25cm(3 $\frac{1}{4}$ インチ)である。

オ2E図は電導体を装着した弾性管体の変型態  
様を示し、この態様で管体26は便宜のために人  
間の胸の上に配置するために開き、胸を取囲んで  
締め付けることができる。かくて、「管体」とい  
う語には包囲するが開くことの可能なバンドも含

れた電導ループのインダクタンスの変化を確実に  
且つ正確に測定する任意の回路とすることができ  
る。オ2図に関して説明した好ましい実施態様  
には2つのループが設けられているが、唯1つのル  
ープによつても満足な、但し、幾分簡便な装置を  
形成することもできる。着用者の呼吸運動は横断  
面積に変化を生じ、従つてループのインダクタン  
スに変化を生ずる。このインダクタンスの変化が  
各ループについて電気信号に変換されると、これ  
らの信号は後述の装置の使用によつて、呼吸の容  
積を正しく測定する様に校正される。インダク  
タンスの変化を比例的な電圧に変換する1つの装置  
がオ3図にブロックダイアグラムで示されている。

可変周波数発振器VFOがオ2図の2つのル  
ープ19、20の各々に電気的に接続される。電圧  
制御発振器の共振周波数は、これが取り付けられ  
ている電導体ループのインダクタンス及び内部キャ  
パシタによつて決定される。この周波数は、例  
えば、約1MHzに心定められ、これが接続されて  
いるコイルが呼吸と共に膨張及び収縮するに伴つ

まれる。バンドを結合するのにスナップフアスナ  
28、29が示されている。伸長包帯のために、  
いかなる標準型フアスナも使用でき、例えばリボ  
ン結合具、フック、アイレット型フアスナ、ペル  
クロ型ストリップ或いはエース(Aco)ブランド  
のフアスナクリップも使用できよう。上記のバン  
ド材料のいずれも使用でき、編まれた弾性包帯材  
料が好ましい。電導体17は前述の様に形成され、  
前述の方法のいずれかによつて取り付けられる。  
電導体27の端部30、31に小さい取外可能な  
コネクタプラグ32、33及びモジュール34が  
取り付けられ且つ整合するコネクタソケット(図  
示せず)が設けられて、モジュールへ電導体ルー  
プを電気的に接続する。モジュール34を装置の  
残部に接続するためにケーブル35が設けられる。

開始点、即ちインダクタンスが包囲されている  
横断面積の側面となる様に身体の部分をつたり  
と取囲む電導ループについては説明したので、次  
に呼吸監視装置の残部について考える。呼吸監視  
装置の電子装置は、身体を取囲む管体上に装着さ

て変化する。勿論、コイルという用語は約1つの  
巻回をもつコイルも多数の巻回をもつコイルも含  
もうとするものである。本発明においては、特に  
運動によつて生ずる人工物(artifact)を最小  
とすること、及びコイルと着用者の身体の間の寄  
生容量を減少することを強調する。これはオ2図  
のモジュール9及び21において衣服自体に発振  
器の電子装置を配置する1つの理由である。

可変周波数発振器の周波数変化は検出され、可  
変周波数発振器VFOによつて給電される周波数  
—電圧変換器FVCによつてDC信号に変換され  
る。周波数—電圧変換器は、例えば直流分再生回  
路及び周波数変換のための単1ダイオード検出器  
より成る。次に周波数—電圧変換器の出力は、信  
号調整回路SCFに接続される。この回路の下及び上  
のカットオフ周波数は、例えばそれぞれ  
約0.05Hz及び10Hzにセットされる。信号  
調整回路の次に電圧増幅器OAがつながれて、  
出力信号を大人の1乃至2リットルの呼吸容量に  
ついては約200mVのピークピーク値の振幅に

上げる。かくて、患者が呼吸して取囲まれた面積を変化し、従つてコイル19、20のインダクタンスを変化すると、発振器VFOによつて発生される信号の周波数はこれに応じて変化する。この変化は周波数-電圧変換器FVCによつて検出され、これは呼吸する患者の胸の取囲まれた面積の検出された変化に応じて、信号、好ましくはDC信号を生ずる。信号調整回路SCFはこの信号を「クリーンアップ」し、あらわれた好ましくない具質の高周波及び低周波成分を除去する。信号調整回路の出力は増巾器OAにより増巾されて使用可能の大きさの信号出力を与える。この出力信号は後記の多くの方法で使用されて、種々の型式の読取装置を介して有用な情報を生ずる。

当業者はこれらのブロックの各々について上記の作用を達成するために標準回路を容易に選択できる。オ3A図はこの様な1つの回路を示し、回路の下括弧はどのブロックがこの部分に相当するかを示す。或る1つのブロックに対してどの部分を割当てべきかを決定することか純粋に命名

の問題の場合には重畳する括弧が引かれて、その選択に適合する様ないずれかのブロックに重畳した要素を割当ててよいことを指示する。オ3B図は同じ作用を行う回路の変型を示す。典型的な、現在好ましいと考えられる回路素子及び回路値を図に示してあり、これは当業者に容易に理解されよう。オ3B図に示す回路の1つの変型は、胸部及び腹部の回路を組合わせて、この様な組合わせがないとした場合には必要とされる様な2個のLM393デュアル比較器(オ3B図の回路の各々について1つずつ図示の各回路位置で1/2)の代りに、1つのLM339クワッド比較器を使用することである。オ3A図及びオ3B図に示す回路は従来型のものであるので、その構造及び操作のモードの詳細について説明する必要はない。当業者はこの回路の種々の変型を容易に理解でき、これも本発明の技術的範囲内にある。

オ3A図又はオ3B図に示す回路をオ2図のモジュール9の様な1つのモジュールの中に含ませることができ、これは上記の電圧を供給するため

にバッテリー(図示せず)を有している。好ましくはモジュールを小さくし患者の負担を最小とするために、バッテリー及び回路の或る部分は管体上でなく近くに置かれる。かくて、オ3A図においてモジュールはオ2のダイオードIN4148までを含み、そのすぐ右の22Kの抵抗器を含まない。オ3B図においては100K抵抗器のすぐ左又は右に分離がなされる。

オ4図は校正及び操作のための装置をブロックダイアグラムで示す。これは操作の際に上記のオ3図の装置から胸部出力及び腹部出力を受け、これを患者の呼吸を観察している人に有用な形に変換する。オ3図の胸部及び腹部からの出力信号のための入力の端子に加えて、例えばオハイオ、メディカル、モデルB40の肺活量計の様な従来型の直接測定装置から信号を受ける入力端子を設ける。校正の間、オ3図の装置からの胸部又は腹部出力のいずれかの代りに零信号(電気的接地信号)又は標準電圧信号を送ることができ、適当なスイッチと共にオ4図に示す様に内部に直流基

準電圧源が設けられる。

肺活量計、胸部及び腹部信号ラインの各々に直列にスケーリング増巾器が示されている。これらの3個のスケーリング増巾器の目的は、オ1に各ライン内の対応する信号のサイズを調節してこれらが続く装置に便宜に使用されるに充分な大きなものとなる様にすること、及びオ2に校正の間に3つの信号の各々を他の2者に対して正しい関係に調節させることである。校正について次に詳しく説明する。それぞれのスケーリング増巾器から来る調節された胸部及び腹部信号は表示装置に接続するために設けられた4個の端子の中において直接得られる。肺活量計信号は、同様にそのスケーリング増巾器による調節の後に、オ3の端子において得られ、オ4の端子は胸部及び腹部についての2つの調節された信号の代数的和を有していて、この和の計算はオ4図に示す加算増巾器によつてなされる。かくて、得られた調節された信号は總て表示に使用でき、この表示装置は4チャンネル(又はそれ以上の)グラフ式記録器又はデ

デジタル電圧計でよい。これらの記録器及び電圧器の例として、それぞれ8チャンネルまで記録する急速ライターをもつエレクトロニクス・フォー・メディシン (Electronics for Medicine) DR-8 及びアナログ (Analogic) AN 2570 デジタル電圧計がある。

スケーリング増巾器、加算増巾器、基準電圧の好ましい実施態様は、それぞれオ4A図、オ4B図、オ4C図に示されている。これらの回路は従来型であるので、その構造及び操作のモードの詳細について説明する必要はないであろう。この回路の多くの変型は当業者に容易に考えられ、これらも本発明の技術的範囲内にある。

その後の分析のために、胸部及び腹部からのデータを磁気テープ記録器に記録し、これをオ4図に破線の箱で示したところに直列に配置するのが有用であるかも知れない。任意の適当なユニットを使用でき、例えば4チャンネルのポータブル式のオクスフォード・メディログ (Oxford Medilog) 型カセットレコーダを使用でき、これは多数の情

報チャンネルの記録及びプレイバックをする。

ポータブル式のテーブルレコーダを使用すると、この様なレコーダまでを含む装置の全部を小さく軽く且つ患者に邪魔とならない様につくることができるので、この様なテーブルレコーダの使用は歩行できる患者の呼吸について長期にわたるデータの蓄積を可能とする。又、固定の監視及び記録装置に患者上の胸衣及び関連する装置を結合するのに無線遠隔指示器を使用することもできる。

他のオプションとして、スケーリング増巾器の直ぐ後にプリプロセッサ装置を配置することである。ここでプリプロセッサというのは、単に呼吸信号を使用する或る簡単な計算をする回路を意味する。これらの計算は記録されたデータから手動でしてもよいが患者が呼吸する際に実時間で連続的に計算結果を知ることが臨床医にとつて有用であるかも知れない。本発明によつて与えられる電子的形態で呼吸信号を知ることが当業者に知られている標準の回路を使用することによつて、このことを可能にする。この様な回路を使用すると、

微細な容積、呼吸速度、随意的な最大換気、幼害物の検出、中心的停止の検出等の信号について種々の型式の分析をすることができる。

呼吸停止 (apnea) は単に呼吸を止めることで2つの種類がある。その1つは、障害的呼吸停止でその名の示す通り、或る種の気管の閉塞又は口と鼻の両者の閉塞によつて生ずる。障害的呼吸停止は胸部及び腹部の運動の位相はずれ運動及びこれに伴う加算された呼吸容積の減少によつて特徴付けられ、これらは総て本発明の装置によつて測定され表示される。他の呼吸停止は中心的呼吸停止で、この場合には患者は呼吸しようとする何等かの総ての作用を停止する。中心的呼吸停止は肋骨のケージ及び腹式呼吸運動の停止によつて区別される。

記録されたデータから手動で計算されるか或いは標準回路によつて得ることのできる他の結果として、吸気に費される時間、呼気に費される時間これらの時間の比率、或いは胸部の運動と腹部の運動の位相差がある。例えば、心臓監視装置の様

な他のデータ源と比較をすることもできよう。最後に、コンピュータに胸部及び腹部信号を直接的に供給するために、周知のアナログ、デジタル変換回路を使用することが役に立つことが分るであろう。これらの標準回路のいずれも破線の箱でオ4図にプリプロセッサが示されているところに配置できよう。

種々の他の磁氣的及びグラフ式の記録器、デジタル電圧計、プリプロセッサを単一で或いは組合わせて使用することは当業者に容易に理解されそれぞれ特殊の要求を満足せしめることができる。

次に装置の校正について説明する。オ4図においてスケーリング増巾器は加算増巾器の出力が常に肺活量計によつて直接的に測定された呼吸容積と同じ呼吸容積をあらわす様に、各患者についてセツトされなければならない。これは肺活量計と本発明装置の両者を接続して患者が種々の身体位置をとるに伴つて試行錯誤によつてすることができる。しかし、次の行程を行うのが、より早く且つ患者にとつて便宜である。3つの位置の各々に



おいて唯数回の呼吸が必要であるに過ぎず、その後肺活量計を取除くことができる。患者からの出力は極めて値かよく、實際上、危篤の或いは無意識の患者にでも校正を実施できる。この場合、必要な2つの身体位置はベッド又はストレッチャの上に仰向けとなつて頭端を持ち上げた位置及び仰向けとなつて脚端を持ち上げた位置であろう。立上り位置及びうつ伏せ位置は後述の例で使用されるが、胸部及び腹部の呼吸への相対的貢献度が異なるので、これらの位置の任意の対が使用される。通常、差違は胸部と腹部の間の重量の移動から来る。

校正の行程は：

(1) 静止呼吸中の信号が例えばグラフ式記録器等の表示によつて適当な大きさとなる様に、肺活量計のスケール増巾器を調節し、

(2) 基準電圧をスイッチインしてから、グラフ式記録器が各々について1を記録する様に胸部及び腹部についてそれぞれスケール増巾器を調節し、基準電圧をスイッチアウトする。

$$K_2 = \frac{C_p V_{ss} - C_s V_{sp}}{C_p A_s - C_s A_p}$$

から計算できる。

(3) こうで、行程(2)における様に基準電圧をもう1度スイッチインし、グラフ式記録器が胸部について計算された数 $K_1$ を記録し腹部について計算された数 $K_2$ を記録する様に胸部及び腹部についてそれぞれスケール増巾器をリセットする。基準電圧をスイッチアウトする。そこで、この患者について如何なる位置についても校正が完成する。即ち、加算増巾器の出力は肺活量計と同様の読みを与える。肺活量計は校正の間に使用するだけでこうでこの患者に関する限り使用しなくてよい。

危篤の患者の呼吸を監視する目的は、しばしば生命を危くする呼吸の不整が生じて直ちに医学的手段を必要とすることをこの監視によつて観察者に警告することを含むものである。プリプロセッサは観察者が注意をすることができる様に不整が生じた時に可視的又は可聴的警報を与える回路を含むことができる。

(3) 患者を1つの位置、例えば立上り位置に位置させ、彼が静かに呼吸している間に肺活量計( $V_{ss}$ )、胸部( $C_s$ )、腹部( $A_s$ )についてグラフ式記録器上で数値的読みの組合わせを同時に読取る。

(4) 患者を異なる位置、例えばうつ伏せにして行程(3)を繰返して数値的読み( $V_{sp}$ 、 $C_p$ 、 $A_p$ )の組合わせを読取る。

(5) 呼吸の容積について下記の式

$$V_s = K_1 C + K_2 A$$

を導くことができる様に、比例的な常数 $K_1$ 、 $K_2$ を見出す。立上り位置について数値 $V_{ss}$ 、 $C_p$ 、 $A_s$ の1つの組を挿入でき、うつ伏せ位置について数値 $V_{sp}$ 、 $C_p$ 、 $A_p$ のオ2の組を挿入でき、これによつて2つの未知の常数 $K_1$ 、 $K_2$ のみをもつ2つの式が得られる。これらはその通りの計算により或いはプログラムできる計算機によつて

$$K_1 = \frac{A_p V_{ss} - A_s V_{sp}}{C_s A_p - C_p A_s}$$

又、病院でない場合においては本発明のもつと精巧でない形態のものが有用であることがわかる場合もあるであろう。2つでなく、単一の弾性変形可能な管体及び電導体ループで十分な場合及び使用前の校正が重要でない様な場合がある。例えば、幼児の crib デス (crib death)、所謂サドン・インファント・デス・シンδροーム (Sudden Infant Death Syndrome) の恐れがある場合には本発明の簡単な形態は、幼児が成る設定された時間、多分20秒間呼吸を止めた場合に家庭内の何処かにいる親に注意を与え得るであろう。又、同様の装置を銀行の出納係に装着すれば短時間、彼の呼吸を止めることのみによつて不正の「静かな警報」を与えることとなるであろう。この後者の変型においては、出納係が充分に動ける様に装置に無線発信機を設けることができる。この形態は、又夜間警備員に使用するにも有用である。

本発明の他の応用は、(a)獣医又は科学研究における動物の呼吸の監視、(b)呼吸している飼育以外の人間又は動物の身体部分の面積の変化の測定、

(c) 生体の部分でない非磁性物体の面積の変化の測定である。この最後の応用は、例えばプラスチックの袋の中に収容された液体の容積又はこの様な袋の中の気体の容積の指示を含む。

本発明の技術的範囲を逸脱することなしに、ここに説明し図示した好ましい実施態様には種々の変型が可能であることは理解されよう。然して、本発明はこの様な特許請求の範囲に入る変型を総て包含するものである。

#### 4. 図面の簡単な説明

オ1図は患者が呼吸する際に患者の胸の周りをびつたりと包囲する様にループが保持される様に患者により着用される無スリーブ型のスエータの形態の管状伸長包帯に取り付けられた伸長可能な電導体を示す。

オ1A図は呼吸の際に伸長を許す様に1つの面内で前進する交互のループレットの形の絶縁ワイヤによつて、伸長可能な電導体が形成され、縫目によつて管状伸長包帯に取り付けられる態様を示す拡大図。

トの様に開くことができ患者の周りに巻き付けられ締着される弾性の管体の変型を示す。

オ3図は胸部面積及び腹部面積をあらわす電気出力信号を発生する装置のブロックダイアグラム。

オ3A図はオ3図の装置の1実施態様の回路図。

オ3B図はオ3図の装置のオ2の実施態様の回路図。

オ4図はオ3図の装置及び呼吸の容積を直接的に測定する肺活量計から電気信号を受信し、その1万を他方に対して校正し調整し、胸部及び腹部信号を加算し、デジタル電圧計又はグラフ式記録器上に信号を表示する装置のブロックダイアグラムである。オプションな磁気テープ記録器又はオプションなプリプロセッサ装置の配置は破線の箱で示す。

オ4A図はオ4図の装置に使用されるスクーリング増巾器の1実施態様の回路図。

オ4B図はオ4図の装置に使用される加算増巾器の1実施態様の回路図。

オ4C図はオ4図の装置に使用される電圧基準

オ1B図は平面状に前進するループレットの形に形成された絶縁ワイヤを示す拡大図。

オ1C図は前進する立体的なコイルの形に形成された絶縁ワイヤを示す拡大図。

オ2図は患者の上方の胸部及び下方の腹部の周りに配置された弾性管体に取り付けられた2つの別々の伸長可能な電導体ループを示す。

オ2A図は管状伸長包帯である弾性バンドに縫目によつて取り付けられた絶縁ワイヤを示す拡大図。

オ2B図は1つの面内で前進し接着剤又はヒートシールによつて管状伸長包帯に取り付けられた交互のループレットの形に形成された絶縁ワイヤを示す。

オ2C図は管状伸長包帯の布の拡大図。

オ2D図は1つの面内で前進し接着によつてエラストマーの材料の多孔バンドに取り付けられた交互のループレットの形に形成された絶縁ワイヤを示す。

オ2E図は電導体に取り付けられていて、ベル

の1実施態様を示す回路図である。

0…接地ワイヤ 1…管状伸長包帯

2…電導体 3…垂直部分

4…電子回路モジュール

5, 6, 7…絶縁ワイヤ 8…縫目

9…モジュール 10…人体

17, 18…弾性管体 19, 20…電導体

21…モジュール 22…縫目

24, 25…ケーブル 26…管体

27…電導体 28, 29…スナッチフアスナ

30, 31…端子 32, 33…コネクタプラグ

34…モジュール 35…ケーブル

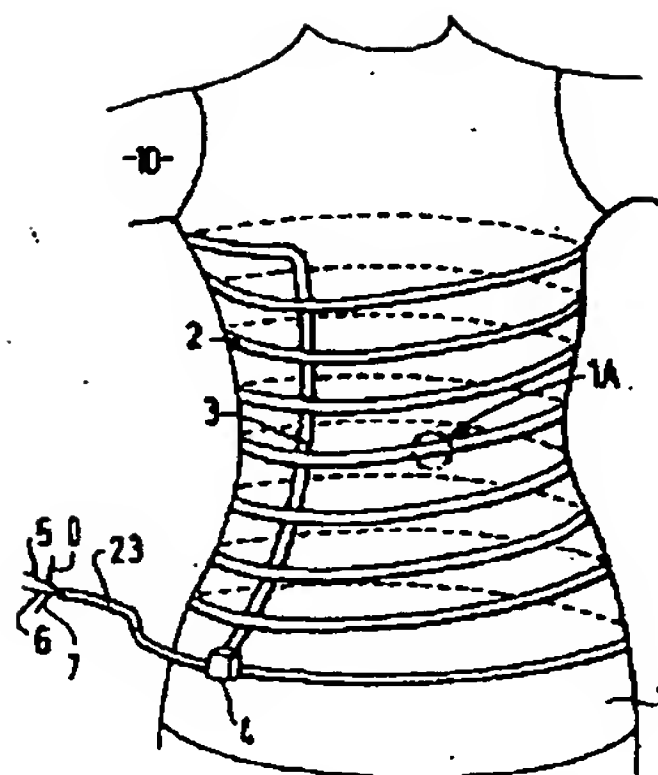


Fig. 1

Fig. 2

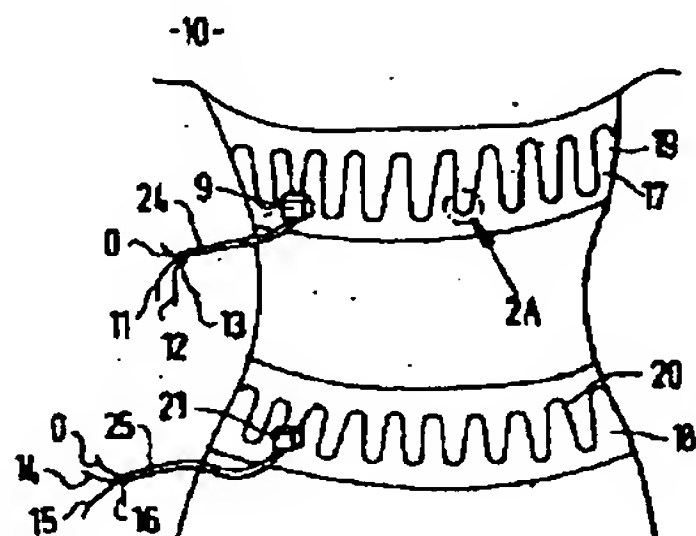


Fig. 1A

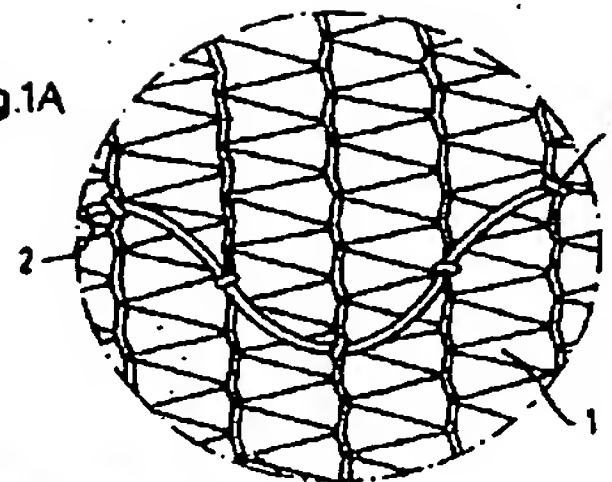


Fig. 1B

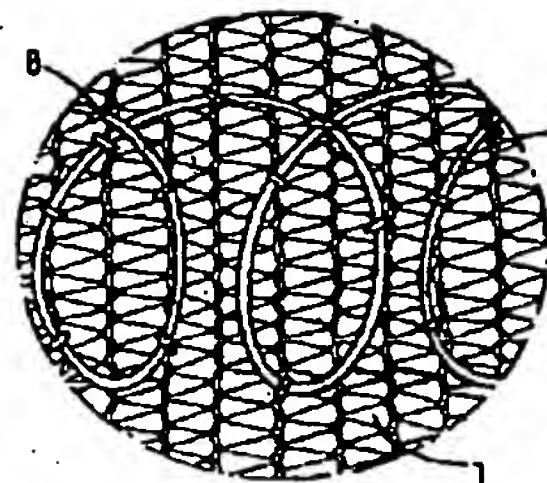


Fig. 1C

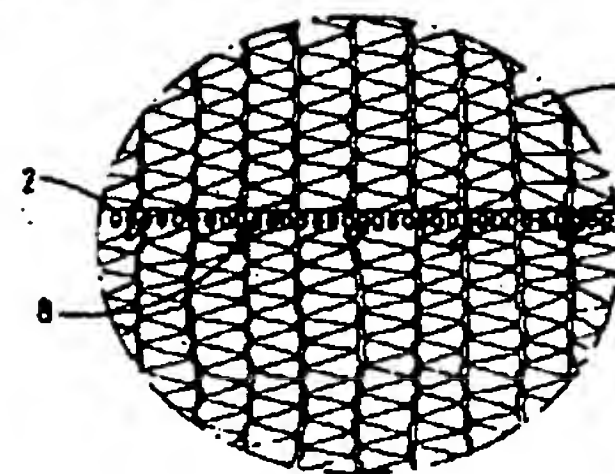


Fig. 2A

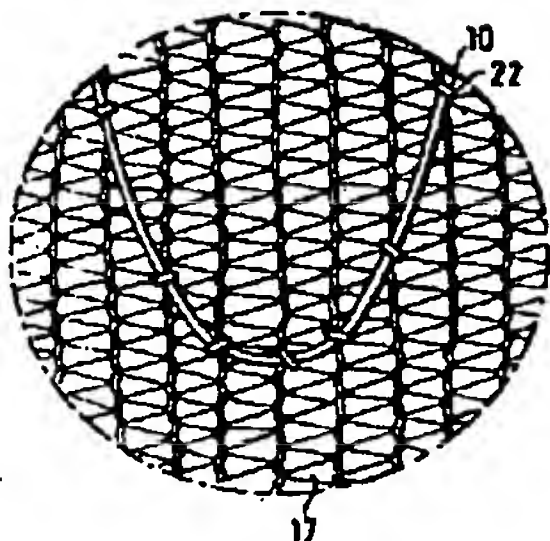


Fig. 2E

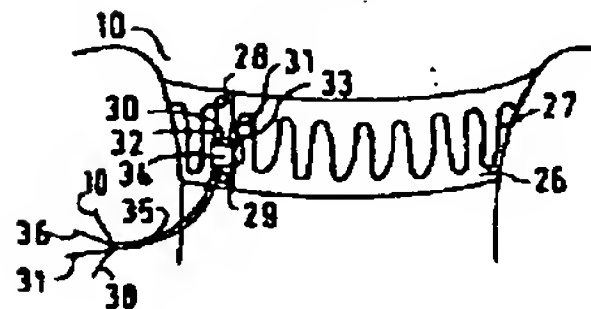


Fig. 2D

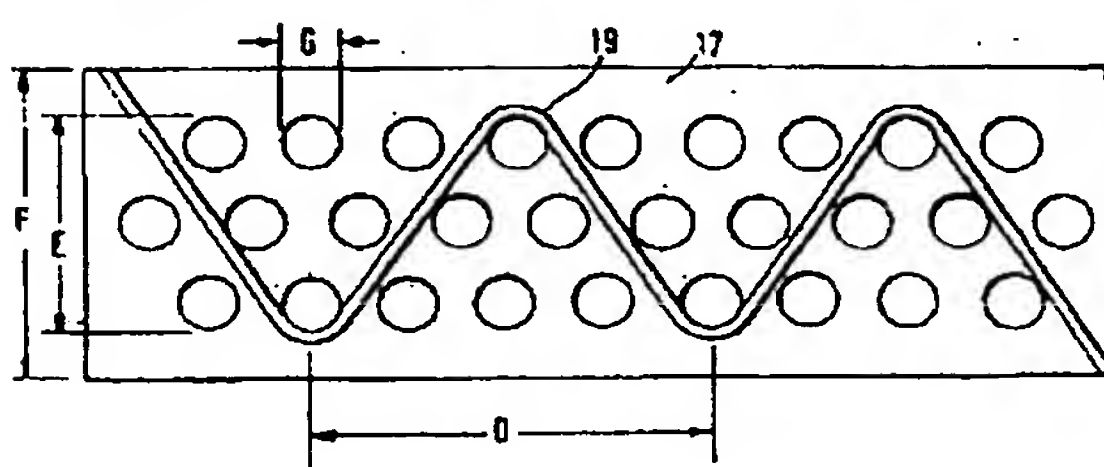


Fig. 2B

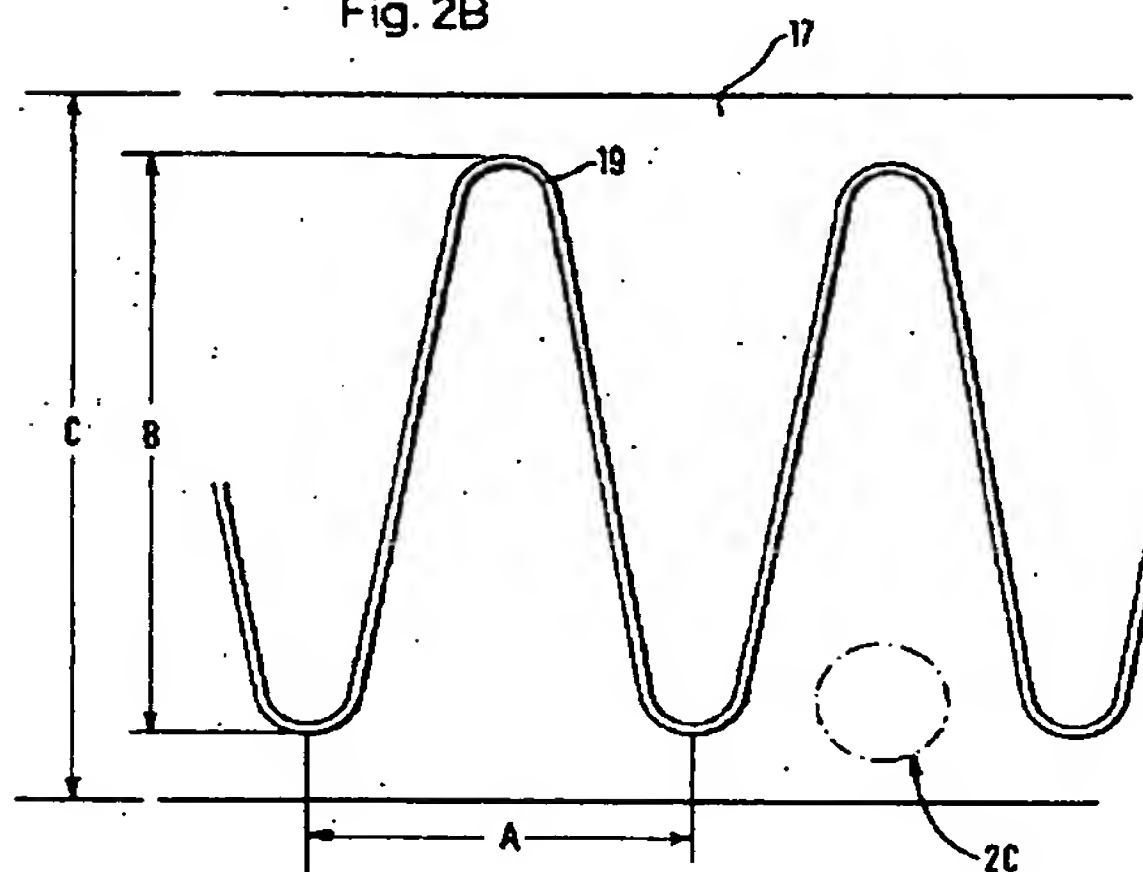


Fig. 2C

